



日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2001年 8月20日

出 願 番 号

Application Number:

特願2001-248884

出 願 人

Applicant(s):

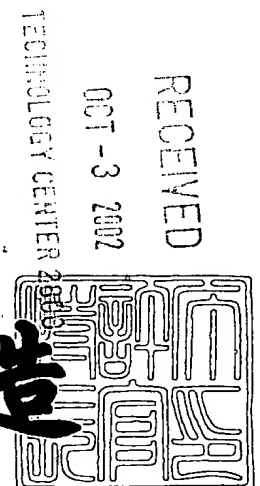
ミノルタ株式会社

RECEIVED  
FEB 23 2002  
103700 MAIL ROOM

2001年11月30日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2001-3104915

【書類名】 特許願

【整理番号】 179657

【提出日】 平成13年 8月20日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 21/00  
G01N 33/50

【発明者】

    【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビ  
                        ル ミノルタ株式会社内

    【氏名】 山東 康博

【発明者】

    【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビ  
                        ル ミノルタ株式会社内

    【氏名】 藤井 泰久

【特許出願人】

    【識別番号】 000006079

    【住所又は居所】 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号大阪国際ビ  
                        ル

    【氏名又は名称】 ミノルタ株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100062144

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 青山 葆

【選任した代理人】

    【識別番号】 100079245

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 伊藤 晃

【選任した代理人】

    【識別番号】 100114502

【弁理士】

【氏名又は名称】 山本 俊則

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2000-355960

【出願日】 平成12年11月22日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013262

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0017912

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 マイクロチップ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 検体と試薬とを反応させる微小な流路を有するマイクロチップであって、

上記流路の所定領域内で発生した光をマイクロチップの外部の所定位置に出射させる手段を備え、上記所定領域内における光路長或いは上記所定領域の長さが上記流路の幅及び深さより大きいことを特徴とする、マイクロチップ。

【請求項 2】 上記手段は、上記流路を形成する面に形成された反射膜を含むことを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ。

【請求項 3】 その一端と他端との間を光が通ることができる導光部であって、上記一端が、上記流路の上記所定領域の少なくとも一方の端に隣接し、かつ、該一端から、大略、上記流路の上記所定領域の接線方向に延在し、上記他端がマイクロチップの外部に露出した導光部をさらに備えたことを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ。

【請求項 4】 上記手段は、上記流路の延在方向に垂直な方向にパワーを有するレンズであることを特徴とする、請求項 1 記載のマイクロチップ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、マイクロチップに関し、詳しくは、マイクロチップ内で検体と試薬とを反応させたときの光を検出するためのマイクロチップに関し、例えば血液凝固検査、免疫学的検査、生化学的検査、遺伝子検査等に好適に使用することができるマイクロチップに関する。

【0002】

【従来の技術】

現状の臨床検査では、免疫学的検査や生化学検査で抗原抗体反応や酵素反応を用いて目的の物質を検出している。検出は主に光学的に行われていて、励起光により発した蛍光を検出する方法や、液の濁度を検出する方法（比濁法）などがあ

る。検出は、反応液にレーザーやLED、ハロゲンランプなどで光を当て、フォトダイオードやフォトマルチプライヤーなどで捕らえるのが一般的である。例えばマーカーにフルオレシンを用いた場合、励起光波長495nmに対して測定波長515nm付近を用いる。

#### 【0003】

例えば、抗原抗体反応を蛍光で検出する場合、容器に図10(a)に示した抗体Aを固定し、図10(b)に示すように、検体中の抗原Bと抗体Aとを結合させ、複合体を形成する(1次反応)。未反応液を除去後、標識抗体Cを加え、図10(c)に示すように、標識抗体Cと、抗原Bおよび抗体Aの結合体とが結合した複合体を形成する(2次反応)。未反応液を除去した後、図10(d)に示すように、HPPA(p-Hydroxyphenylpropionic acid、p-ヒドロキシフェニルプロピオン酸)基質Eを含む基質液を加えると、結合した酵素(POD)により蛍光物質Eが生成される(酵素反応)。そして、図10(e)に示すように、蛍光物質Eに、例えば323nmの励起光を照射し、生じた蛍光を410nmで測定することにより、高感度でPODの定量が可能になる。

#### 【0004】

従来の大型又は中型の反応検出装置では、例えば図9に示すように、キュベット4を用い、免疫学的検査であれば抗原抗体反応を利用し標識抗体(発光したり蛍光を発したりする)を添加した反応液5に光源2からの励起光2aを照射して生じる蛍光5aや、反応液5自体が発する発光を検出部6で検出する。生化学検査であれば比色法や比濁法が用いられている。凝固検査では散乱光検出が一般的である。

#### 【0005】

例えば、東ソー社のAIA-600II等の免疫学的検査器は、抗原抗体反応を利用した標識抗体による蛍光を検出するが、検体・試薬の量が多い。また、Sysmex社のCA-7000等の血液凝固検査器は、入射光による散乱光の変化を検出することで、血液凝固の検出を行うが、キュベットを用いており、検体・試薬の量が多い。

## 【0006】

ところで、最近、マイクロマシン技術を応用して、化学分析や合成などの機器・手法を微細化して行う $\mu$ -TAS ( $\mu$ -Total Analysis System) が注目されている。従来の装置に比べ微細化された $\mu$ -TASでは試料の量が少ない、反応時間が短い、廃棄物が少ないなどのメリットがある。また、医療分野に使用した場合、検体（血液）の量を少なくすることで患者への負担を軽減でき、試薬の量を少なくすることで検査のコストを下げるができる。さらに、検体・試薬の量が少ないことから反応時間が大幅に短縮され検査の効率化が図れる。このようなことから、免疫学的検査、生化学的検査、遺伝子検査等に応用する価値は大きい。また、検体・試薬量が減るので血液凝固検査にも応用できる。

## 【0007】

## 【発明が解決しようとする課題】

例えば、前述の抗原抗体反応を蛍光で検出するような場合、検体の量が多いと検出すべき光の量が多いが、検体の量が減ると検出すべき光の量も減り、反応を捕らえるのが困難になってくる。マイクロチップのような微小な流路内での反応を検出する場合、検体量が少ないため検出光が足りなく、検出感度が低下してしまう。フォトマルチプライヤーや冷却CCDなどの大掛かりな装置を用いれば検出感度を上げることはできるが、それでは反応検出装置が大きくなってしまい、また高価な物になってしまう。

## 【0008】

したがって、本発明が解決しようとする技術的課題は、マイクロチップを用いる反応検出装置を小型化することができるマイクロチップを提供することである。

## 【0009】

## 【課題を解決するための手段および作用・効果】

本発明は、上記技術的課題を解決するために、以下の構成のマイクロチップを提供する。

## 【0010】

マイクロチップは、検体と試薬とを反応させる微小な流路を有するタイプのものである。このマイクロチップは、上記流路の所定領域内で発生した光をマイクロチップの外部の所定位置に出射させる手段を備え、上記所定領域内における光路長或いは上記所定領域の長さが上記流路の幅及び深さより大きい。

【0011】

上記構成によれば、上記所定領域、即ち光検出対象となる領域が、当該領域内における光路長或いは当該領域自体の長さが上記流路の幅及び深さより大きく設定されているため、流路内における検体と試薬との反応による微弱な光を効率よく検出することが可能になる。従来の装置のように、微弱な光を検出するために反応検出装置に集光部品や感度を高めた大型の検出器などを設ける必要が特にない。

【0012】

したがって、マイクロチップを用いる反応検出装置を小型化することができる。

【0013】

具体的には、マイクロチップは、以下のように種々の態様で構成することができる。

【0014】

好ましくは、上記手段は、上記流路の上記所定領域内で発生した光を、上記所定領域における上記流路延在方向の一方端側において出射する。

【0015】

上記構成によれば、流路の一部から垂直方向に出射する光のみを用いて検出を行う場合に比べ、光を検出する対象となる流路の長さを長くすることができるので、微弱な光であっても加算することにより効率よく検出することが可能となる。

【0016】

具体的には、例えば流路に沿って適宜な屈折率の層を形成し、流路から外れる方向に進んだ光が反射されて流路内に戻るようにする。

【0017】

好ましくは、上記流路を形成する面に反射膜を形成する。

【 0 0 1 8 】

上記構成によれば、流路内で発生した光が、流路から外れる方向に進んでも反射膜で流路内に戻るように反射されるので、全体的に見ると、流路内で発生した光は流路に沿って進行して加算される。反射膜によれば、光を効率的に加算することができる。

【 0 0 1 9 】

好ましくは、マイクロチップは、導光部をさらに備える。上記導光部の一端は、上記流路の上記所定領域の少なくとも一方の端に隣接する。上記導光部は、上記一端から、大略、上記流路の上記所定領域の接線方向に延在する。上記導光部の他端は、マイクロチップの外部に露出する。上記導光部の上記一端と上記他端との間は、光が通ることができる。

【 0 0 2 0 】

上記構成によれば、例えば流路の上記所定領域で発生した光が導光部からマイクロチップの外部に出射するようにしたり、あるいは、マイクロチップの外部から導光部を介して流路の上記所定領域に励起光が入射したりするようにすることが可能である。例えば、流路に検体や試薬を入れたり、空気を抜いたりするために、流路の端部を折り曲げても、光を流路の中間部に入射させたり出射させることが簡単な構成で可能になる。上記導光部は、例えば光ファイバーのように、その中心部とその周囲とで屈折率が異なるようにして構成することができる。

【 0 0 2 1 】

上記手段は、上記流路の上記所定領域内で発生した光を、上記流路の延在方向と直角方向に出射するようにしてもよい。

【 0 0 2 2 】

好ましくは、上記手段は、上記流路の延在方向に垂直な方向にパワーを有するレンズである。

【 0 0 2 3 】

上記構成によれば、流路の上記所定領域内で発生した光をレンズにより集光して、マイクロチップの外部に出射することができる。



【 0 0 2 4 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の各実施形態に係るマイクロチップについて、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 5 】

まず、従来の構成を参照してマイクロチップの基本的な構成について説明する。

【 0 0 2 6 】

基本的な構成のマイクロチップ 1 0 は、図 1 の模式的に図示した平面図および図 2 の断面図に示すように、大略、一点で合流する微小な流路 2 1, 2 3, 2 5 が基板 1 0 b 上に形成され、その上をカバー 1 0 a で覆われてなる。

【 0 0 2 7 】

例えば、マイクロチップ 1 0 の外形寸法は約  $20 \times 40 \times 0.5$  mm である。流路 2 1, 2 3, 2 5 の幅は  $200 \mu\text{m}$ 、深さは約  $100 \mu\text{m}$  である。

【 0 0 2 8 】

詳しくは、図 1 に示すように、流路 2 1 の端部には、液状の検体を供給するための検体供給口 2 0 が設けられている。流路 2 3 の端部には、液状の試薬を供給するための試薬供給口 2 2 が設けられている。流路 2 5 の端部には、排出口 2 8 もしくは空気抜き穴 2 8 が設けられている。

【 0 0 2 9 】

検体と試薬は、流路 2 1, 2 3 を流れ、点線で示した合流部 2 4 で合流し、混合するようになっている。例えば、合流した検体および試薬は、幅が狭い流路 2 5 内を層流状態で流れ、拡散により混合する。合流後、流路 2 5 を空気抜き穴 2 8 に向けて移動し、点線で示した検出部 2 6 において、検体と試薬との反応が検出される。

【 0 0 3 0 】

検体と試薬との反応を検出するため、マイクロチップ 1 0 は、不図示の反応検出装置に装填される。反応検出装置（本体）は、例えば図 2 に示すように、マイクロチップ 1 0 の検出部 2 6 の上部に LED などの光源 3 0 を備え、マイクロチ

チップ 10 の下部にフォトダイオードなどの光検出器 40 を備え、検出部 26 から  
の光を光検出器 40 で受光するようになっている。図 2 に示すように、流路 25  
内での反応の検出を行う光路長（反応液を光が通る長さ）は、約  $100\text{ }\mu\text{m}$  であ  
り、非常に短い。

## 【 0 0 3 1 】

このような場合、検体量が少なかったり、反応が弱かったりして、検出すべき  
光の強度が微弱であると、検出が困難になる。そこで、本発明の各実施形態のマ  
イクロチップは、以下のように構成している。なお、以下では、図 1 および図 2  
の基本構成との相違点を中心に説明し、同様の構成部分には同一の符号を用いる  
こととする。

## 【 0 0 3 2 】

本発明の第 1 実施形態のマикроチップ 12 は、図 3 にその平面図及び断面図  
を示したように、光路を流路 25 の延在方向、すなわち流れ方向（矢印 99 で示  
す）にとり、流路 25 全体を検出対象領域としている。流路 25 の流れ方向 99  
の長さは約  $20\text{ mm}$  あるから、図 2 の  $100\text{ }\mu\text{m}$  の約 200 倍の光路長となり、  
検出光量は大幅に増加する。

## 【 0 0 3 3 】

流路 25 までの光の伝達には、光導波路を用いる。光導波路のコア部 12 d に  
は  $\text{SiO}_2$ 、クラッド部 12 c にはゲルマニウムもしくはフッ素をドープした  $\text{SiO}_2$   
を使用する。 $\text{SiO}_2$  は親水性であるので、マイクロチップ 12 への液充  
填が行いやすいという利点もある。

## 【 0 0 3 4 】

光導波路は、マイクロマシニングプロセスでマイクロチップ 12 に流路 25 等  
とともに一括して作り込んでしまうことができる。すなわち、シリコンの基板 1  
2 b 上に光導波路の形に  $\text{SiO}_2$  をパターニング（スパッタ）してコア部 12 d  
を形成し、その上にドープした  $\text{SiO}_2$  を成膜してクラッド部 12 c を形成する  
。それらを流路の形にパターニングする。例えば、イオンを基板に加速すること  
で異方性のドライエッチングを行うドライエッチング方法である R I E（R e a  
c t i v e I o n E t c h i n g、反応性イオンエッチング）や、R I E よ

りさらに深溝加工ができる異方性のドライエッチング方法であるICP (Inductively Coupled Plasma、高周波誘導結合型プラズマ) でパターンニングする。そして、最後にガラスのカバー12aを接合する。

## 【0035】

マイクロチップ12が装填される不図示の反応検出装置は、図3の(b)に示すように、光導波路のコア部12dから流路25内に光を照射するための光源32と、光導波路のコア部12dを介して出射した光を受光する光検出器42とを備える。光源32には、Arレーザーなどのレーザー光やLEDを使用する。光検出器42には、フォトダイオードなどを使用する。

## 【0036】

なお、光導波路には、ポリイミドを使用することもできる。カバー12aには、PMMA (ポリメタクリル酸メチル) などの樹脂やシリコンを使用することができる。光導波路の代わりに、光ファイバーを埋め込んで用いることも可能である。

## 【0037】

図4の断面図は、本発明の第2実施形態のマイクロチップ14を示す。

## 【0038】

マイクロチップ14は、流路25の上下面に反射増強用のミラーを成膜し、流路25内を上下方向に光を反射させながら流路25の延在方向に進行させることで、光路長を長くするようにしている。反射用膜14cとして、金属膜(Ag, Au, Alなど)をスパッタや蒸着等で、マイクロチップ14のカバー14aおよび基板14bに成膜する。さらにその上に、保護膜14dとして、SiO<sub>2</sub>を成膜する。SiO<sub>2</sub>は親水性であるので、マイクロチップ12への液充填が行いやすいという利点もある。

## 【0039】

マイクロチップ14が装填される不図示の反応検出装置は、マイクロチップ14の流路25の一端から光を入射させる光源34と、流路25の他端から出射した光を受光する光検出器44とを備える。光源34には、Arレーザーなどのレーザー光や、LEDを使用する。光検出器44には、フォトダイオードなどを使



用する。

【 0 0 4 0 】

光源 3 4 からマイクロチップ 1 4 の流路 2 5 内に入射された光は、反射膜 1 4 c で反射されながら光検出部 4 4 へと進む。このときの反射の回数が多いほど、光路長が長くなり、反応光の検出限界も伸びる。例えば 2 0 0 回反射させれば、2 0 0 倍の光路長となる。

【 0 0 4 1 】

マイクロチップ 1 4 は、流路 2 5 の他端に隣接して配置されたレンズ 4 5 を有する。レンズ 4 5 は、流路 2 5 からの光を集光して光検出器 4 4 へ導く。レンズ 4 5 をマイクロチップ 1 4 に設けているので、反応検出装置側に集光のための部品を設けなくてもよい。

【 0 0 4 2 】

図 5 の断面図は、本発明の第 3 実施形態のマイクロチップ 1 6 を示す。

【 0 0 4 3 】

マイクロチップ 1 6 は、流路 2 5 の裏側部分（基板 1 6 b 側）を凸レンズ状に加工した集光レンズ部 1 6 c を有し、流路 2 5（約 2 0 m m）からの光を集光できるようになっている。マイクロチップ 1 6 の基板 1 6 b は、PMMA や P D M S（ポリジメチルシロキサン）などの樹脂で作り、集光レンズ部 1 6 c も含めて一体成形するので、部品点数は増えない。

【 0 0 4 4 】

マイクロチップ 1 6 を装填する不図示の反応検出装置は、光源 3 6 と、光検出器 4 6 とを備える。光源 3 6 は、マイクロチップ 1 6 のカバー 1 6 a 側に配置され、マイクロチップ 1 6 の流路に励起光を照射する。光検出器 4 6 は、基板 1 6 b の集光レンズ部 1 6 c に対向して配置され、集光レンズ部 1 6 c で集光された流路 2 5 からの光を受光するようになっている。集光レンズ部 1 6 c をマイクロチップ 1 6 と一体成形しているので、反応検出装置側に集光のための部品を設けるなくてもよい。

【 0 0 4 5 】

図 5 では、流れ方向に集光レンズ部 1 6 c を形成しているが、流路 2 5 の短手

方向に集光レンズ部を形成し、光検出器としてライン型のフォトディテクターを配置すれば、流路25の流れ方向の反応の変化（時間軸変化）を検出することができる。

【0046】

以上説明した各マイクロチップ12, 14, 16は、検体量が少ないことによる検出光の低下を、流路25の全域から集光したり、検出光路長をかせぐなどすることで、検出感度を上げることができる。検出感度を上げるための構成がマイクロチップ12, 14, 16に組み込まれているので、マイクロチップ12, 14, 16の反応を検出するための反応検出装置は、大掛かりな物にならず、安価におさえることができる。

【0047】

また、微小な流路25内での反応を検出するためのものであるので、検体（血液）・試薬は極微量でよい。液が極微量であるので反応が早く検査にかかる時間が大幅に短縮され、検査の効率化が図れ、特に緊急を要する場合にメリットがある。

【0048】

さらに、反応検出装置を小型化できるので、POC（Point of Care）に適しており、家庭内での検査や救急車内などの緊急を要する場合にも使用することができる。

【0049】

なお、本発明は上記各実施形態に限定されるものではなく、その他種々の態様で実施可能である。

【0050】

例えば、2試薬系や3試薬系にすることもできる。図6に示したように、検体供給口70と、2つの試薬供給口72, 74とを設け、排出口78に向けて検体および試薬を流路71, 73, 75, 76, 77に沿って流し、合流させ混合させて反応させるようにしてもよい。その場合、最終的に混合した液が流れる流路77を検光対象領域にすることが好ましい。

【0051】

また、図 7 に示したように、流路 8 1, 8 3, 8 5 にマイクロポンプ 8 0 a, 8 2 a, 8 4 a を配置し、供給口 8 0, 8 2, 8 4 から供給された検体および試薬を排出口 8 8 に向けて送液し、流路 8 6, 8 7 で合流させて混合し、反応させるようにしてもよい。この場合、流路 8 7 を検光対象領域にすることが好ましい。

【0 0 5 2】

また、試薬は液体である必要はなく、固体の試薬を流路内に固定しておいてもよい。例えば図 8 に示したマイクロチップ 1 9 のように、検体供給口 9 0 と空気抜き穴 9 6 との間の流路 9 1 の適宜位置に、試薬固定部 9 4 を設け、試薬固定部 9 2 に、固体の試薬 3 を仮固定しておく。試薬固定部 9 4 に仮固定した試薬は、マイクロポンプ 9 2 で送り出された検体に触れると、例えば剥離したり溶解したりして、検体と混合するようにする。この場合、流路 9 1 のうち試薬固定部 9 4 と空気抜き穴 9 6 との間の領域を検光対象領域とすることが好ましい。

【0 0 5 3】

また、蛍光による発光ではなく、電気化学発光による発光を検出するようにしてもよい。その場合、励起のための光源は不要となるが、マイクロチップの流路に沿って電極を設けることが必要である。

【図面の簡単な説明】

- 【図 1】 一般的なマイクロチップの平面図である。
- 【図 2】 図 1 のマイクロチップの断面図である。
- 【図 3】 本発明の第 1 実施形態のマイクロチップの構成を示す図である。
- 【図 4】 本発明の第 2 実施形態のマイクロチップの断面図である。
- 【図 5】 本発明の第 3 実施形態のマイクロチップの断面図である。
- 【図 6】 変形例のマイクロチップの平面図である。
- 【図 7】 他の変形例のマイクロチップの平面図である。
- 【図 8】 さらに別の変形例のマイクロチップの平面図である。
- 【図 9】 従来例の検出方法の説明図である。
- 【図 1 0】 蛍光検出の説明図である。

【符号の説明】

10, 12, 14, 16, 17, 18, 19 マイクロチップ

12d コア部 (導光部)

14c 反射膜

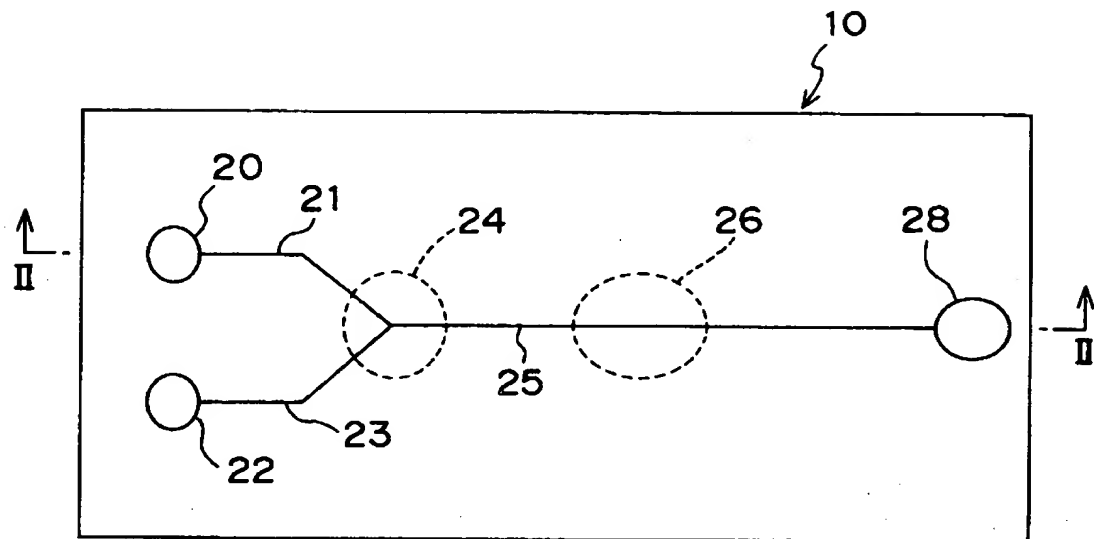
16c 集光レンズ部 (レンズ)

25 流路

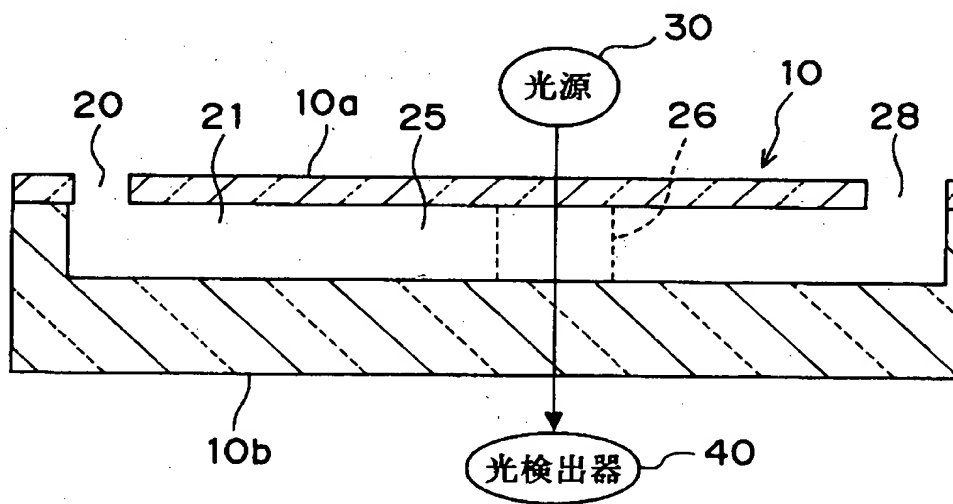
42, 44, 46 光検出器

【書類名】 図面

【図 1】



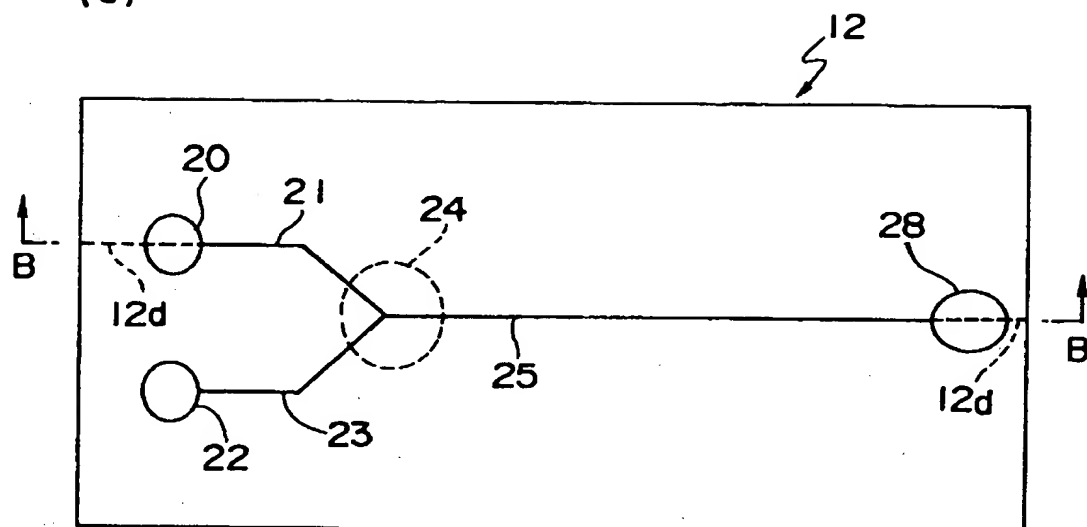
【図 2】



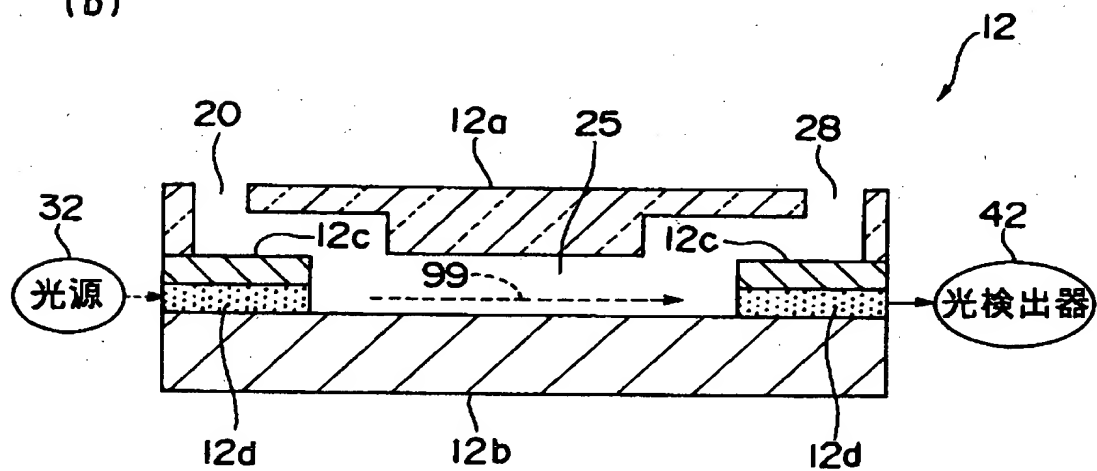


【図 3】

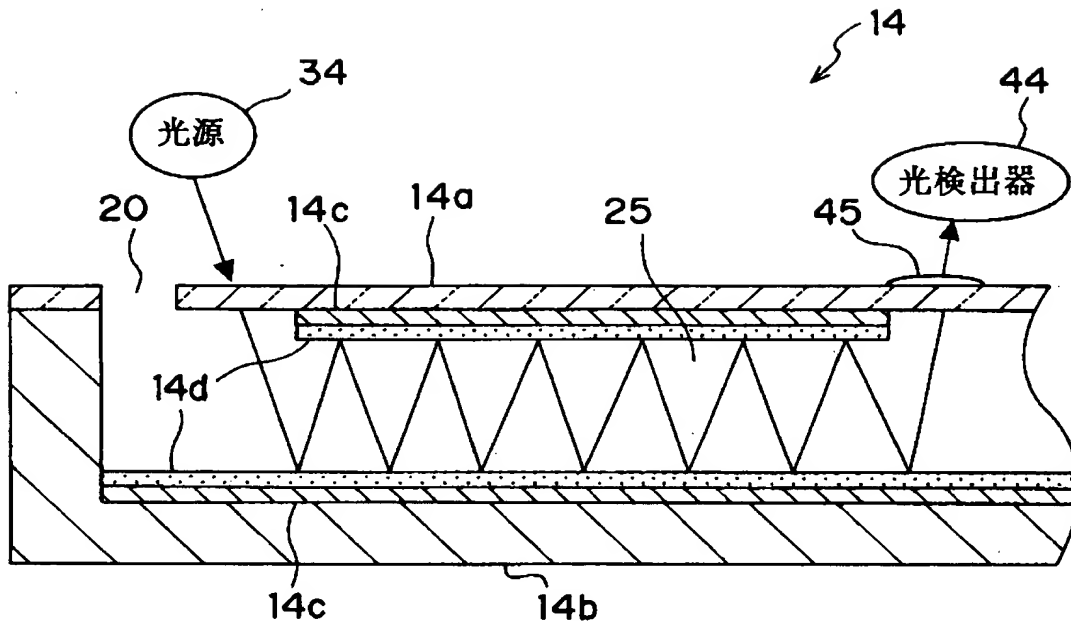
(a)



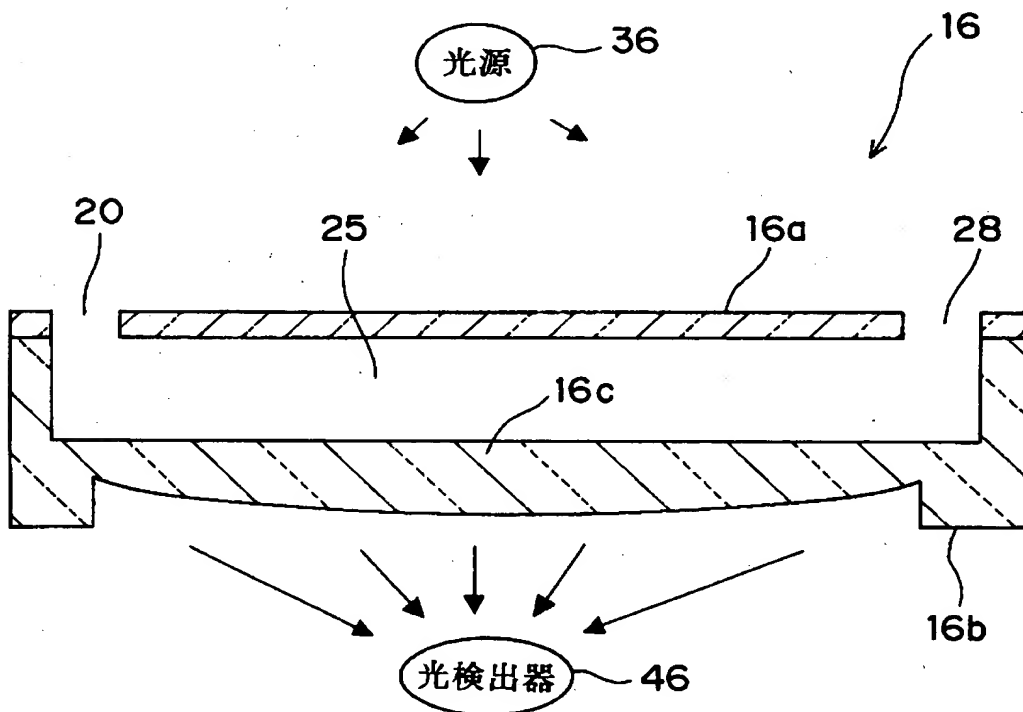
(b)



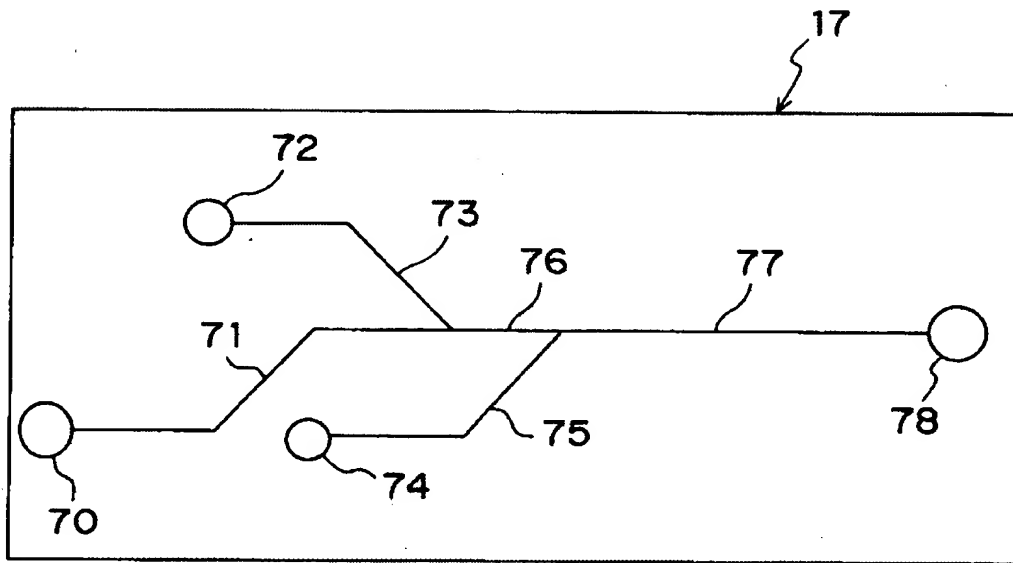
【図 4】



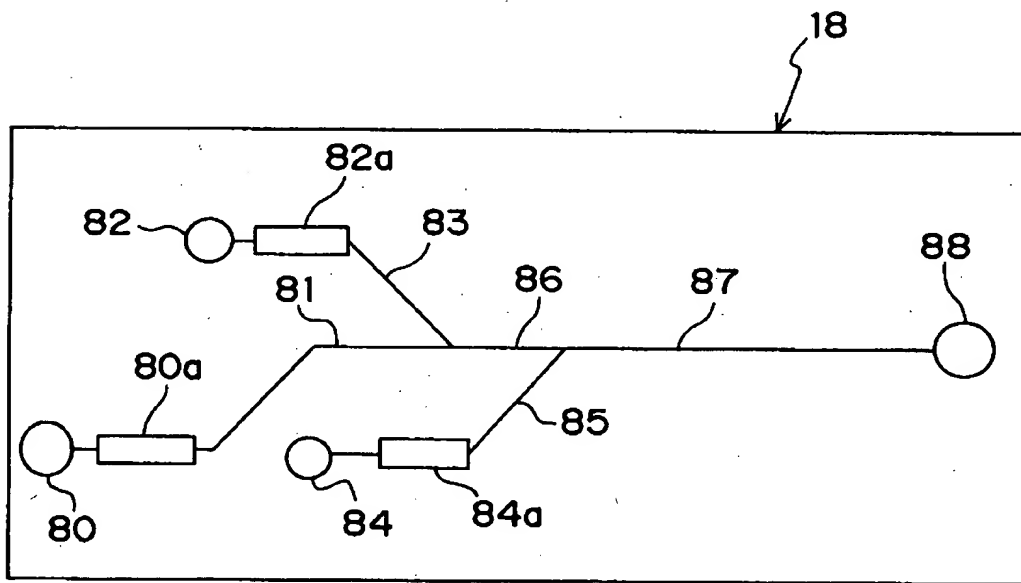
【図 5】



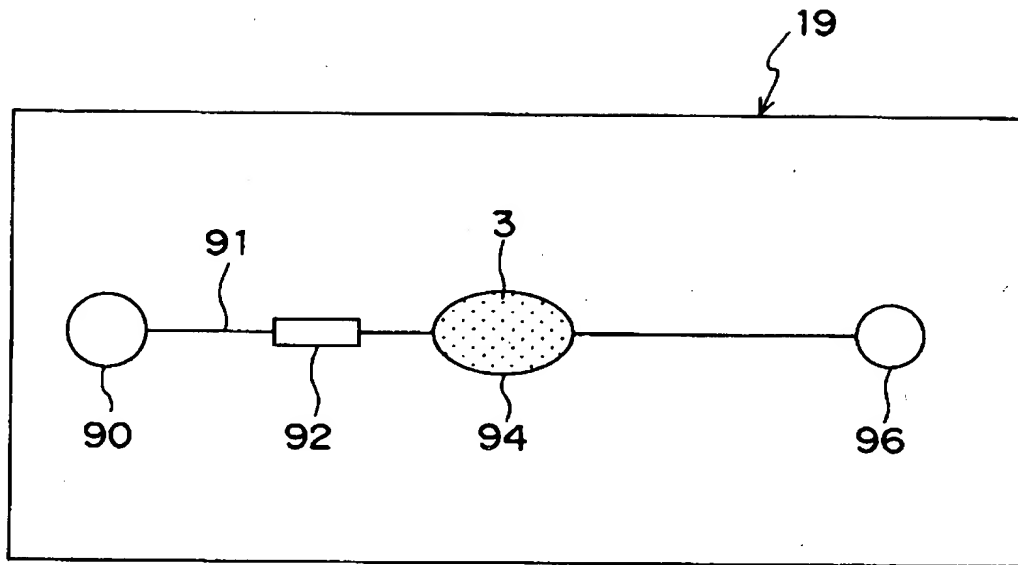
【図 6】



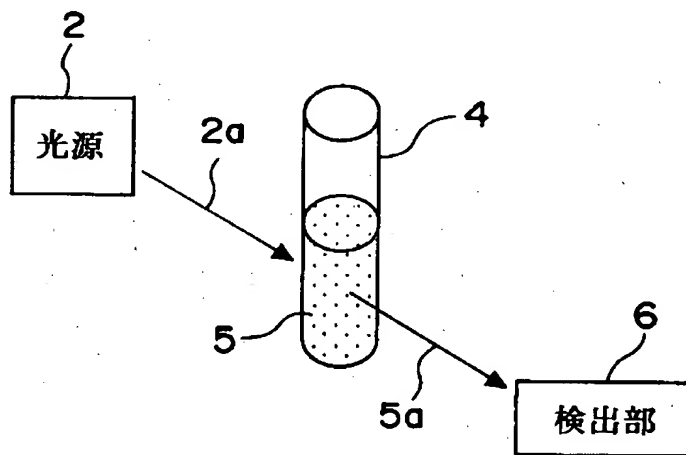
【図 7】



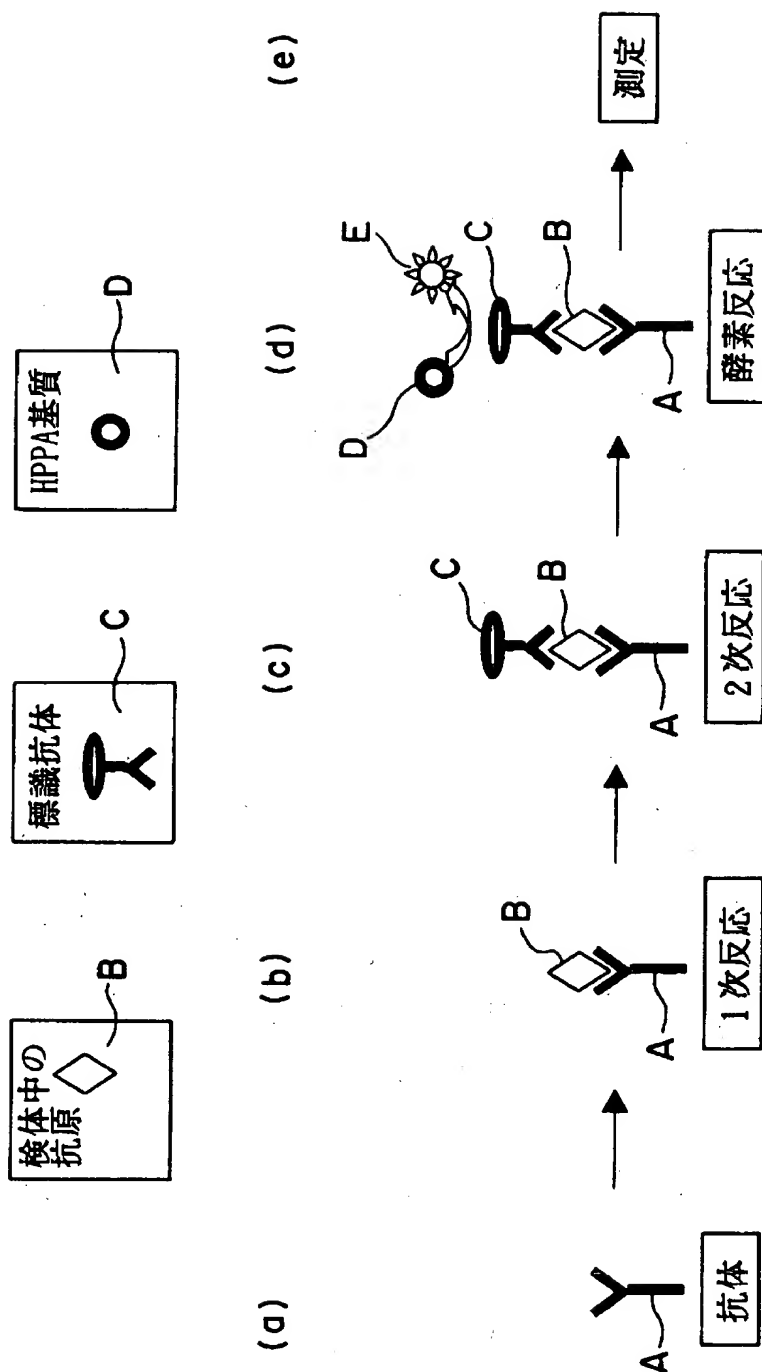
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 マイクロチップを用いる反応検出装置を小型化することができるマイクロチップを提供する。

【解決手段】 マイクロチップ 1 2 の流路 2 5 a の所定領域内で発生した光を、マイクロチップの外部の所定位置に出射させる手段 1 2 d を備え、上記所定領域内における光路長或いは上記所定領域の長さが上記流路の幅及び深さより大きい。

【選択図】 図 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000006079]

1. 変更年月日 1994年 7月20日

[変更理由] 名称変更

住 所 大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル  
氏 名 ミノルタ株式会社